

⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑦ Offenlegungsschrift
⑩ DE 195 28 440 A 1

⑪ Aktenzeichen: 195 28 440.2
⑫ Anmeldetag: 2. 8. 95
⑬ Offenlegungstag: 8. 2. 97

⑥ Int. Cl.:
A 61 B 17/32
A 61 B 17/89
A 61 L 31/00

DE 195 28 440 A 1

⑰ Anmelder:
Kübler, Harald, Dr.med., 62450 Hansu, DE

⑱ Vertreter:
Müller-Boré & Partner, 81671 München

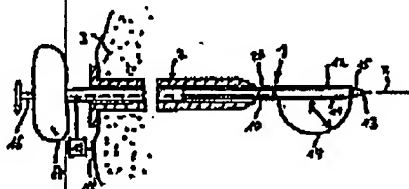
⑲ Erfinder:
gleich Anmelder

⑳ Entgegenhaltungen:
DE 41 40 402 A1
DE-OS 27 37 614
US 53 08 284
US 60 41 124
US 33 55 578
US 33 10 279
WO 93 13 713

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉑ Chirurgisches Schneidinstrument

㉒ Bei einem chirurgischen Schneidinstrument zum Einführen in einen chirurgischen Arbeitstroker weist das Schneidinstrument (1) einen im wesentlichen röhrenförmigen Gehäuse (10) auf, der an einem ersten, in den Trokar (2) einführbaren Ende mit einem im wesentlichen röhrenförmigen Endabschnitt (12) versehen ist. Der Endabschnitt (12) weist zumindest eine im Einführzustand in Ausrichtung des Gehäuses (10) betrachtet innerhalb dessen Umlängskontur gelegene und im Arbeitszustand quer zur Ausrichtung bogenförmig auslenkbare Schneideinrichtung (14) auf. Aus zweiten, bedienersseitigen Ende sind Betätigungsmittel (16) vorgesehen, mit denen die Schneideinrichtung (14) aus dem Einführzustand in den Arbeitszustand bringbar ist.



DE 195 28 440 A 1

Die folgenden Angaben sind dem vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen
RUNDGEBÜCKEREI 12.88 602 088/272

7/25

BEST AVAILABLE COPY

DE 195 28 440 A1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein chirurgisches Schneidinstrument zum Einführen in einen chirurgischen Arbeitstroker.

In der Chirurgie besteht häufig das Problem, lokal begrenzte Gewebeschichten innerhalb des Körpers und an der Haut von dem sie umgebenden Gewebe abzutrennen und zu entfernen. Insbesondere bei der Entfernung von Metastasen in Körperorganen, wie beispielsweise der Leber oder Lunge, besteht eine Tendenz darin, die Metastasen mittels einer durch ein Trokar eingeführten Kryosonde einzufrieren und dann aus dem Gewebe herauszuschneiden. Die eingefrorenen Metastasen weisen in der Regel eine Kugel- oder Ellipsenform auf, und es gilt, diese kugel- oder ellipsenförmigen eingefrorenen Gewebereiche zu umschneiden und damit aus dem sie umgebenden Gewebe freizulassen.

Es ist daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein chirurgisches Schneidinstrument zum Einführen in einen chirurgischen Arbeitstroker zu schaffen, mit welchem räumlich umgrenzte, vorzugsweise kugel- oder ellipsenförmige Gewebereiche schnell und problemlos vollständig von dem sie umgebenden Gewebe abgetrennt werden können.

Diese Aufgabe wird gemäß Patentanspruch 1 der vorliegenden Erfindung dadurch gelöst, daß das Schneidinstrument einen im wesentlichen röhrenförmigen Gehäuseaufbau aufweist, der an einem ersten, in den Trokar einführbaren Ende mit einem im wesentlichen röhrenförmigen Endabschnitt versehen ist, daß der Endabschnitt zumindest eines im Einführzustand in Ausrichtung des Gehäuseaufbaus betrachtet innerhalb dessen Umfangs konvergenz gelagert und im Arbeitszustand quer zur Ausrichtung bogenförmig auslenkbare Schneideinrichtung aufweist und daß am zweiten, bodenfernen Ende Betätigungsmittel vorgesehen sind, mit denen die Schneideinrichtung aus dem Einführzustand in den Arbeitszustand bringbar ist.

Diese Ausgestaltung erlaubt es, das Schneidinstrument durch den Trokar in das Körperinnere in den Bereich des zu entfernenden Gewebes einzuführen und nach dem Einführen die Schneideinrichtung derart auszuweichen, daß sie die gewünschte Krümmung erhält, die erforderlich ist, um das zu entfernende Gewebe zu umschneiden. Die Schneideinrichtung kann dabei von einem Draht oder von einer flexiblen Klinge gebildet sein.

Vorzugsweise besteht die Schneideinrichtung aus Edelmetall (z.B. Wolfram) oder einer Wolframlagerung und ist bevorzugt auf eine Temperatur zwischen 1000°C und 1500°C erhitzenbar.

Erfolgt die Erhitzung der Schneideinrichtung über einen im Gehäuseaufbau zum bodenfernen Ende verlaufenden Zuleitung mit elektrischer Energie, vorzugsweise von einer Hochfrequenz-Spannungsquelle, so wird einerseits der Schneidevorgang erleichtert und andererseits erfolgt gleichzeitig eine Koagulation des durchtrennten Gewebes.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Beispiels unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert; in dieser zeigt

Fig. 1 eine erste Ausführungsform eines chirurgischen Schneidinstrumentes gemäß der Erfindung und

Fig. 2 eine Teilansicht einer zweiten Ausführungsform der Erfindung.

In Fig. 1 ist ein chirurgisches Schneidinstrument 1 dargestellt, welches in ein chirurgisches Arbeitstroker 2 eingeführt ist, das in einem schematisch dargestellten Körper 3 eingesetzt ist. Das Schneidinstrument besteht aus einem röhrenförmigen hohlen Gehäuseaufbau 10, dessen Außendurchmesser (5 bis 6 mm) an den Innendurchmesser der Instrumentenbohrung des Trokars 2 so angepasst ist, daß das Schneidinstrument problemlos durch das Trokar in den Körper 3 eingeführt und wieder herausgezogen werden kann.

An seinem durch das Trokar 2 in den Körper 3 eingeführten vorderen Ende ist das Schneidinstrument 1 mit einem röhrenförmigen Endabschnitt 12 versehen, dessen Außendurchmesser im wesentlichen dem Durchmesser des Gehäuseaufbaus 10 entspricht. Der Endabschnitt 12 ist an seinem freien Ende mit einer Spitze 13 versehen, die ein Eindringen in Körpergewebe erleichtert. Im Bereich des Endabschnitts 12 ist in dessen Wandung ein Längsschnitt 11 vorgesehen, durch den ein innerhalb des Gehäuseaufbaus 10 und des Endabschnitts 12 angeordneter Draht, der eine Schneideinrichtung 14 bildet, nach außen, quer zur Ausrichtung des Gehäuseaufbaus 10 unter bogenförmiger Auslenkung nach außen herauszutreten kann.

Der Draht 14 ist an seinem freien Ende mit einer Verdickung 15 versehen, die sich um den Draht 14 gegen die Innenseite der Spitze 13 abstützt. Der als Schneideinrichtung 14 dienende Draht ist mit einem Betätigungsübertragungsmittel 20, das vorzugsweise ebenfalls als Draht ausgebildet ist und innerhalb des Gehäuseaufbaus 10 verläuft, verbunden. Der als Schneideinrichtung 14 dienende Draht und das Betätigungsübertragungsmittel 20 können auch einstückig ausgebildet sein.

Das Betätigungsübertragungsmittel 20 verläuft im Inneren des Gehäuseaufbaus zum körperaußenliegenden Ende des Gehäuseaufbaus 10, an welchem dieser mit einem Griffteil 17 verbunden ist, und ist dort mit einem Betätigungsmittel 16 gekoppelt.

Nachdem das Schneidinstrument 1 mit seinem Endabschnitt 12 und dem Gehäuseaufbau 10 durch den Trokar 2 in den Körper 3 eingeführt worden ist, wird durch Einrücken des Betätigungsmittels 16 in Körperichtung das Betätigungsübertragungsmittel 20 innerhalb des Gehäuseaufbaus 10 axial verschoben, wobei sich die Verdickung 15 am freien Ende der drahtförmigen Schneideinrichtung 14 gegen das Widerlager abstützt. Dabei weicht die drahtförmige Schneideinrichtung 14 durch den Längsschnitt 11 im Endabschnitt 12 aus und dringt nach außen, wobei die Schneideinrichtung 14 im wesentlichen eine Halbkreisform oder eine halb elliptische Form einnimmt.

Durch Ziehen des Schneidinstrumentes 1 mittels des Griffteils 17 um die Längsachse X beschreibt die Schneideinrichtung 14 eine im wesentlichen kreisförmige Bahn um die Achse X, wobei ein kugelförmiger oder rotationselliptischer Gewebereich des Körpergewebes ausgeschliffen wird. Durch Loslassen des Betätigungsmittels 16 bzw. durch Herausziehen des Betätigungsübertragungsmittels 20 aus dem Gehäuseaufbau 10 mittels des Betätigungsmittels 16 wird die drahtförmige Schneideinrichtung 14 wieder in das Innere des Endabschnitts 12 hineingezogen bzw. angelegt und steht damit nicht mehr über die Umfangskontur des Gehäuseaufbaus hervor, so daß das Schneidinstrument problemlos aus dem Trokar 2 und damit aus dem Körper 3 wieder herausgezogen werden kann.

Die drahtförmige Schneideinrichtung 14 kann aus

DE 195 28 440 A1

3

Edelstahl (rostfrei), einem Wolframdraht oder einem Draht aus einer Wolframlegierung bezeichnen und mittels einer in der Zeichnung nur schematisch dargestellten Hochfrequenz-Spannungsquelle 19 aufgebracht werden. Dabei ist die als Draht ausgebildete Schneideinrichtung 14 über das elektrisch leitenden Beiligungsübertragungsmedium 20 mit dem einen Pol der Hochfrequenz-Spannungsquelle verbunden, wobei der andere Pol der Hochfrequenz-Spannungsquelle über eine Neutralelektrode 19' mit dem Körper 3 verbunden ist.

Bei dieser Ausführung kann die als Draht ausgebildete Schneideinrichtung 14 mit einer Kunststoffschicht, beispielsweise einer Polytetrafluorethylen-(PTFE)-Schicht überzogen sein. Diese Ausführung ist besonders dann geeignet, wenn eine schnelle und wirkungsvolle Koagulation des von der Schneideinrichtung 14 durchtrennten Gewebes erfolgen soll. Dazu kann die HF-Spannungsquelle auf die Lieferung eines stark verschorrenden Schneidestroms eingestellt werden, bei automatisch geregelter Leistungssteuerung (W).

Der Endabschnitt 12 kann auswechselbar am Gehäuse 10 angebracht sein, was eine leichte Reinigung ermöglicht, aber auch gestattet, Endabschnitte mit unterschiedlich langen Längsschlitz 11 zu verwenden, um so unterschiedliche Radien R der ausgefahrenen Schneideinrichtung 14 zu erhalten. Vorzugsweise werden die Endabschnitte 12 so ausgebildet, daß Radien von 20 mm bis 60 mm erzielbar sind. Der für die Schneideinrichtung 14 verwendete Wolframdraht oder Edelstahldraht besitzt einen bevorzugten Durchmesser von ungefähr 0,3 bis 0,5 mm.

Anstelle von unterschiedlich langen Endabschnitten 12 kann auch ein in der Länge verstellbarer Endabschnitt oder ein Endabschnitt mit einem in der Länge verstellbaren Längsschlitz zur Anpassung an den gewünschten Schneideinrichtungsradius R vorgesehen sein.

Anstelle von einer einzelnen drahtförmigen Schneideinrichtung 14 können im Endabschnitt auch eine Mehrzahl von Schneideinrichtungen vorgesehen sein, denen jeweils ein Längsschlitz zugeordnet ist.

In Fig. 2 ist eine alternative Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Schneideinstruments 100 im Bereich seines in den Körper einführbaren Endabschnitts 112 dargestellt. Der Endabschnitt 112 besteht aus einer Vielzahl von gelenkig miteinander verbundenen Elementen 112', 112'', 112''', ... Im Inneren dieser Elemente 112', 112'', 112''', ... verlaufen zwei als Drähte ausgebildete Beiligungsübertragungsdrähte 120, 121, die durch den Gehäuseschaft 110 nach außen zu einem nicht gezeigten Beiligungsmedium geführt sind.

Die Beiligungsübertragungsdrähte 120, 121 sind dabei so angeordnet, daß einer der Drähte näher am Krümmungsmittelpunkt des quer zur Gehäuseschaftsachse X' ausbiegbaren Endabschnitts 112 gelegen ist, während der andere Draht 120 weiter vom Krümmungsmittelpunkt weg gelegen ist. Die Beiligungsübertragungsdrähte 120, 121 sind am freien Ende des Endabschnitts 112 unter Einhaltung ihrer unterschiedlichen Abstände zum Krümmungsmittelpunkt befestigt. Innerhalb des Endabschnitts 112 sind die Befestigungsübertragungsdrähte 120, 121 in der gleichen Weise voneinander beabstandet geführt.

Durch Ziehen am Krümmungsmittelpunktnäheren Draht 121 und Freigeben des anderen Drahtes 120 wandert der Endabschnitt 112 aus seiner im Einführzustand mit dem Gehäuseschaft 110 fluchtenden Position in die in Fig. 2 dargestellte zitiell angewanderte Position

4

und bildet eine im wesentlichen halbkreisförmige Schneideinrichtung, die an einer in Rotationsrichtung um die Achse X' vorne gelegenen Kante mit einer Schneideklinge versehen sein kann, so daß eine Rotation des Schneideinstruments 100 um die Achse X' das Ausschneiden eines im wesentlichen kugelförmigen oder rotationssymmetrischen Gewebsabschnitts gestattet.

Auf der zum Krümmungsmittelpunkt gerichteten Seite der in Fig. 2 dargestellten Schneideinrichtung 114 ist bevorzugt ein Draht 115 in geringem Abstand zur Oberfläche der Schneideinrichtung 114 geführt, der an der Spitze des Endabschnitts 112 befestigt ist und am von der Spitze abgewandten Ende des Endabschnitts 112 in den Gehäuseschaft 110 eingeführt ist, wo er in eine elektrische Zuleitung 118 übergeht oder mit einer solchen verbunden ist, die auf gleiche Weise wie im Beispiel der Fig. 1 mit einer Hochfrequenz-Spannungsquelle verbunden ist.

Selbstverständlich sind alle Teile des Schneideinstruments 1 aus nichtrostendem Material gebildet. Die (nicht gezeigten) Schneideklingen im Ausführungsbeispiel der Fig. 2 können zur Verbesserung des Schneidverhaltens einen Wellenschliff oder Sägezahnsliff aufweisen.

Es ist weiterhin möglich, den Endabschnitt mit einer Bimetallklinge zu versehen oder vollständig als Bimetallklinge auszubilden, an die nach dem Einführen in den Körper 3 eine Spannung angelegt wird, so daß sich die Bimetallklinge in der gewünschten Weise ausbiegt.

Die elektrische Kontaktierung der Bimetallklinge kann dabei ebenfalls über eine innerhalb des röhrenförmigen Gehäuseschafts verlaufende elektrische Zuleitung und andererseits über eine am freien Ende der Bimetallklinge angebrachte Elektrode erfolgen, die mit dem Körpergewebe in Verbindung tritt und über das Körpergewebe und eine am Körper 3 angebrachte Elektrode mit einer elektrischen Energiequelle verbunden wird.

Bezugszeichenliste

- 1 Schneideinstrument
- 2 Trokar
- 3 Körper
- 10 Gehäuseschaft
- 11 Längsschlitz
- 12 Endabschnitt
- 13 Drahtspitze
- 14 Schneideinrichtung
- 15 Verdrückung
- 16 Beiligungsübertragungsmedium
- 17 Griffteil
- 18 Zuleitung
- 19 Hochfrequenz-Spannungsquelle
- 19' Neutralelektrode
- 20 Beiligungsübertragungsmedium
- 100 Schneideinstrument
- 110 Gehäuseschaft
- 112 Endabschnitt
- 114 Schneideinrichtung
- 115 Draht
- 118 Zuleitung
- 120, 121 Beiligungsübertragungsdrähte

Patentansprüche

1. Chirurgisches Schneideinstrument zum Einführen in einen chirurgischen Arbeitstroker, dadurch gekennzeichnet,

— daß das Schneideinstrument (1, 100) einen im

DE 195 28 440 A1

5

wesentlichen rohrförmigen Gehäuseschaft (10, 110) aufweist, der an einem ersten, in den Trokar (2) einführbaren Ende mit einem im wesentlichen rohrförmigen Endabschnitt (12, 112) versehen ist,

— daß der Endabschnitt (12, 112) zumindest eine im Einführzustand in Achsrichtung des Gehäuseschafts (10, 110) betrachtet innerhalb dessen Umfangskontur gelegene und im Arbeitszustand quer zur Achsrichtung bogenförmig aufsteckbare Schneideinrichtung (14, 114) aufweist und

— daß am zweiten, bedienerseitigen Ende Betätigungsmittel (16) vorgesehen sind, mit denen die Schneideinrichtung (14, 114) aus dem Einführzustand in den Arbeitszustand bringbar ist.

2. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14) von einem Draht gebildet ist.

3. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14) von einer biegbaren Klinge gebildet ist.

4. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14, 114) aus Edelstahl (ronstiel), Wolfram oder Wolframlegierung besteht.

5. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14, 114), vorzugsweise auf eine Temperatur zwischen 1000°C bis 1500°C, erheizbar ist.

6. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14, 114) zur Erheizung über zumindest eine im Gehäuseschaft zum bedienerseitigen Ende verlaufende Zuführung (18, 118) mit elektrischer Energie, vorzugsweise von einer automatisch steuerbaren Hochfrequenz-Spannungsquelle (19), versorgbar ist.

7. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Betätigungsübertragungsmittel (20, 120, 121) zur Verstellung der Schneideinrichtung (14, 114) aus dem Einführzustand in den Arbeitszustand innerhalb des Gehäuseschafts (10, 110) verlaufen.

8. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Betätigungsübertragungsmittel (20, 120, 121) einen Drahtzugmechanismus aufweisen.

9. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14, 114) um eine zur Gehäuseschaftsachse (X, X') parallele Achse drehbar ist.

10. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (14, 114) in ihrer Länge und damit im ausgebogenen Arbeitszustand im Krümmungsgrad (R, R') verstellbar ist.

11. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (114) eine Schneidklinge aufweist, die zur Auslenkung in den Arbeitszustand mit einem beheizbaren Bimetall versehen ist.

12. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

6

zeichnet, daß die Schneideinrichtung (114) eine Schneidklinge aufweist, die einen wellenartigen oder sägezahnartigen Klingschliff aufweist.

13. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (114) eine Schneidklinge aufweist und daß eine Reinigungseinrichtung zur automatischen Reinigung der Schneidklinge vorgesehen ist.

14. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Reinigungseinrichtung eine scheidenartige Aufnahme für die Schneidklinge aufweist.

15. Chirurgisches Schneidinstrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneideinrichtung (114) einen entlang einer Schneidkante verlaufenden Draht (115) aufweist.

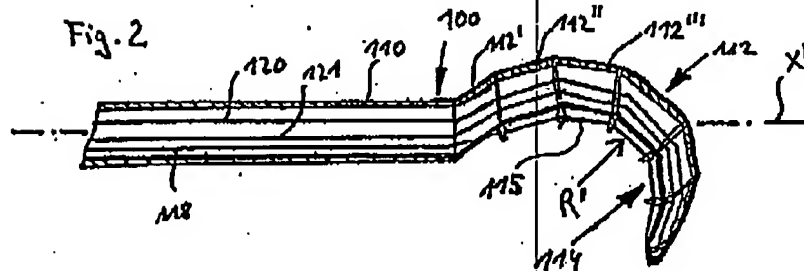
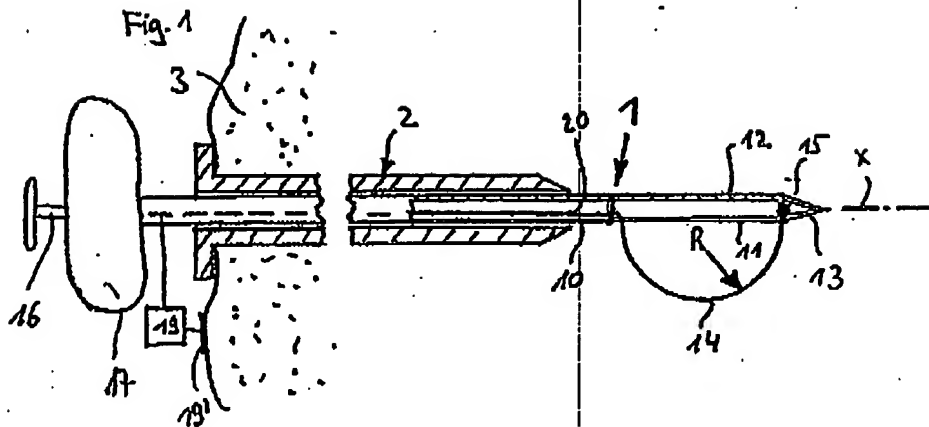
16. Chirurgisches Schneidinstrument nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Draht (115) in seiner Längsrichtung, vorzugsweise motorisch angetrieben, bewegbar ist.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

- Leersette -

ZEICHNUNGEN SEITE 1

Nummer: DE 185 28 440 A1
Int. Cl.⁵: A 61 B 17/32
Offenlegungstag: 6. Februar 1997



602 068/272

(19) Federal Republic of Germany (12) Disclosure (51) Int. Cl.⁸:
(10) DE 195 28 440 A1 A61 B 17/32
A61 B 17/39
A61 L 31/00
(21) File Number: 195 28 440.2
(22) Application Date: 2. 8.95
(43) Disclosure Date: 6. 2.97

German Patent Office

(71) Applicant:
Kübler, Harald, MD, 63450 Hanau, DE
(74) Representative:
Müller-Boré & Partner, 81671 Munich
(72) Inventor:
same as applicant
(56) Objections:
DE 41 40 402 A1
DE-08 27 37 014
US 53 06 284
US 50 41 124
US 39 55 578
US 39 10 279
WO 93 13 713

Application for examination according to § 44 of Patent Law has been made

(54) Surgical Cutting Tool

(57) In a surgical cutting tool for insertion into a surgical work trocar, the cutting tool (1) exhibits an essentially tubular casing shaft (10), which in a first end, which can be inserted into the trocar (2), is equipped with an essentially tubular end section (12). The end section (12) exhibits at least one cutting device (14), which in the insertion mode is situated within the circumference contour of the casing shaft (10), when viewed in the axial direction of the casing shaft, and which in the working mode can be deflected in an arched manner transversely to the axial direction. Actuators (16) are provided for at the second, operator end, with which the cutting device (14) is brought from the insertion mode into the working mode.

The following statements are taken from the data provided by the applicant
Federal Printing House 12.96 602 066/272 7/26

Description

The invention pertains to a surgical cutting tool for insertion into a surgical work trocar.

In surgery, one is frequently faced with the problem of separating locally defined tissue segments within the body and at the skin from the tissue surrounding them and of removing them. In particular in the removal of metastases in body organs, such as the liver or lung, a technique involves freezing the metastases by means of a cryoprobe inserted through a trocar and then cutting them out of the tissue. The frozen metastases as a rule exhibit a spherical or elliptical shape and it is essential to cut around these spherical or elliptical deep-frozen tissue regions and thereby to detach them from the surrounding tissue.

It is therefore the goal of this invention to create a surgical cutting tool for insertion into a surgical work trocar, with which spatially bounded, preferably spherical or elliptical tissue regions can be completely detached from the surrounding tissue rapidly and without problems.

This problem is solved in accordance with Claim 1 of this invention as follows: the cutting tool exhibits an essentially tubular casing shaft, which in a first end, which can be inserted into the trocar, is equipped with an essentially tubular end section; the end section exhibits at least one cutting device, which in the insertion mode is situated within the circumference contour of the casing shaft, when viewed in the axial direction of the casing shaft, and which in the working mode can be deflected in an arched manner transversely to the axial direction; and actuators are provided for at the second, operator end, with which the cutting device is brought from the insertion mode into the working mode.

This conformation makes it possible to insert the cutting tool through the trocar into the body into the region of the tissue to be removed and after its insertion to deflect the cutting device in such a way as to impart to it the desired curvature necessary for cutting around the tissue to be removed. The cutting device may consist of a wire or a flexible blade.

Preferably, the cutting device is made of refined steel (stainless), tungsten, or a tungsten alloy and can preferably be heated to a temperature between 1000°C and 1500°C.

If the cutting device is heated with electric power supplied in the casing shaft to the operator end, preferably from a high-frequency voltage source, on the one hand the cutting process is facilitated and on the other hand a coagulation of the separated tissue takes place.

Further advantageous conformations of the invention are specified in the subordinate claims.

The invention is subsequently explained in more detail by means of an example with reference to the illustration, showing in:

Fig. 1 a first conformation of a surgical cutting tool in accordance with the invention and

Fig. 2 a partial view of a second conformation of the invention.

Fig. 1 depicts a surgical cutting tool 1, which is installed into a surgical work trocar 2, which is inserted into a schematically depicted body 3. The cutting tool consists of a tubular hollow casing shaft 10, whose external diameter (5-6 mm) is fitted in such a way to the internal diameter of the tool bore hole of the trocar 2 that the cutting tool can be inserted through the trocar into the body 3 and withdrawn again without any problems.

At its front end, which has been inserted through the trocar 2 into the body 3, the cutting tool 1 is equipped with a tubular end section 12, whose external diameter essentially corresponds to the diameter of the casing shaft 10.

At its free end, the end section 12 has a tip 13, which facilitates penetration into body tissues. In the region of the end section 12, a longitudinal slit 11 is provided for in its wall, through which a wire arranged within the casing shaft 10 and the end section 12, which forms a cutting device 14, can protrude outward, transversely to the axial direction of the casing shaft 10, with outward deflection in an arched manner.

At its free end, the wire 14 is provided with a thickening 15, which supports itself and the wire 14 against the inside of the tip 13 as an abutment. The wire serving as the cutting device 14 is connected to an actuation transmitter 20, which preferably is also implemented as a wire and which runs within the casing shaft 10. The wire serving as the cutting device 14 and the actuation transmitter 20 can also be implemented as one piece.

The actuation transmitter 20 runs inside the casing shaft to the outside-of-the-body end of the casing shaft 10, at which the casing shaft is connected to a handle 17, and is coupled there with an actuator 16.

After the cutting tool 1 with its end section 12 and the casing shaft 10 has been inserted through the trocar 2 into the body 3, by pushing the actuator 16 towards the body the actuation transmitter 20 is axially displaced inside the casing shaft 10, with the thickening 15 at the free end of the wire-type cutting device 14 resting against the abutment. The wire-type cutting device 14 deflects through the longitudinal slit 11 in the end section 12 and pushes outside, with the cutting device 14 essentially assuming a semicircular or semielliptical shape.

By rotating the cutting tool 1 by means of the handle 17 around the longitudinal axis X, the cutting device 14 describes an essentially circular orbit around the axis X, and a spherical or rotation-elliptical tissue region of the body tissue is excised. By releasing the actuator 16 or by withdrawing the actuation transmitter 20 from the casing shaft 10 by means of the actuator 16, the wire-type cutting device 14 is pulled back or positioned into the interior of the end section 12 and thus no longer protrudes from the periphery of the casing shaft, so that the cutting tool can again be pulled out from the trocar 2 and thus from the body 3 without problems.

The wire-type cutting device 14 can be made of refined steel (stainless), a tungsten wire, or a tungsten-alloy wire and can be heated by a high-frequency voltage source 19, which is shown only schematically in the illustration. The wire-type cutting device 14 is connected via the electrically conducting actuation transmitter 20 with one pole of the high-frequency voltage source, while its other pole is connected via a neutral electrode 19' with the body 3.

In this version, the wire-type cutting device 14 can be coated with a plastic layer, e.g., a polytetrafluoroethylene (PTFE) layer. This version is especially suitable when a rapid and effective coagulation of the tissue separated by the cutting device 14 is desired. For this purpose, the HF voltage source can be set for providing a strongly scabbing [?] cutting current with automatically regulated power control (W).

The end section 12 can be mounted interchangeably on the casing shaft 10, which enables easy cleaning, but also makes it possible to use end sections with longitudinal slits 11 of different length for the purpose of thus obtaining different radii R of the extended cutting device 14. Preferably, the end sections 12 are configured in such a way that radii of 20-60 mm can be achieved. The tungsten wire or refined-steel wire used for the cutting device 14 has a preferred diameter of about 0.3-0.5 mm.

Instead of end sections 12 of different length, one can also provide for an end section of adjustable length or an end section with a longitudinal slit of adjustable length to fit the desired cutting-device radius R.

Instead of an individual wire-type cutting device 14, one can also envisage

a multitude of cutting devices in the end section, to each of which a longitudinal slit is allotted.

Fig. 2 depicts an alternate version of an invention cutting tool 100 in the region of its end section 112, which can be inserted into the body. The end section 112 consists of a multitude of articulated elements 112', 112'', 112''',.... Within these elements 112', 112'', 112''',.... pass two wire-type actuation transmitters 120, 121, which are led through the casing shaft 110 to the outside to an actuator, which is not shown.

The actuation-transmitter wires 120, 121 are arranged in such a way that one of the wires is situated closer to the center of curvature of the end section 112, which can be deflected transversely to the casing-shaft axis X', while the other wire 120 is located farther away from the center of curvature. The actuation-transmitter wires 120, 121 are attached to the free end of the end section 112 with maintenance of their different distances from the center of curvature. Within the end section 112 [12 in text], the actuation-transmitter [attachment-transmitter in text] wires 120, 121 run in the same way at a distance from each other.

By pulling on the wire 121, which is closer to the center of curvature, and releasing the other wire 120, the end section 112 shifts from its position, which in the insertion mode is aligned with the casing shaft 110, into the laterally shifted position depicted in Fig. 2 and forms an essentially semicircular cutting device, which at an edge situated in front in the direction of rotation around the axis X' can be equipped with a cutter blade, so that a rotation of the cutting tool 100 around the axis X' makes it possible to cut out an essentially spherical or rotation-elliptical tissue section.

On the side facing the center of curvature of the cutting device 114 depicted in Fig. 2, preferably a wire 115 runs at a short distance from the surface of the cutting device 114, which [wire] is attached to the tip of the end section 112 and at the end of the end section 112 facing away from the tip is inserted into the casing shaft 110, where it turns into an electric feed wire 118 or is connected to one, which in the same way as in the example of Fig. 1 is connected to a high-frequency voltage source.

Naturally, all parts of the cutting tool 1 are made of rustproof material. The (not shown) cutting blade in the example of Fig. 2 can have a wavelike or sawtooth polish in order to improve the cutting behavior.

It is further possible to equip the end section with a bimetallic blade or to execute it entirely as a bimetallic blade, to which after insertion into the body 3 a voltage is applied, so that the bimetallic blade deflects in the desired way.

The electric contacting of the bimetallic blade can occur on the one hand via an electric feed wire extending within the tubular casing shaft and on the other hand via an electrode attached to the free end of the bimetallic blade, which comes into contact with the body tissue and is connected to an electric power source via the body tissue and an electrode attached to the body 3.

List of Symbols

- 1 Cutting tool
- 2 Trocar
- 3 Body
- 10 Casing shaft
- 11 Longitudinal slit
- 12 End section
- 13 Wire tip
- 14 Cutting device
- 15 Thickening
- 16 Actuator
- 17 Handle
- 18 Feed wire
- 19 High-frequency voltage source
- 19' Neutral electrode
- 20 Actuation transmitter
- 100 Cutting tool
- 110 Casing shaft
- 112 End section
- 114 Cutting device
- 115 Wire
- 118 Feed wire
- 120,121 Actuation transmitters

Claims

1. A surgical cutting tool for insertion into a surgical work trocar, in which
 - the cutting tool (1, 100) has an essentially tubular casing shaft (10, 110), which at a first end, which can be inserted into the trocar (2), is equipped with an essentially tubular end section (12, 112),
 - the end section (12, 112) has at least one cutting device (14, 114), which in the insertion mode is situated within the circumference contour of the casing shaft (10, 110), when viewed in the axial direction of the casing shaft, and which in the working mode can be deflected in an arched manner transversely to the axial direction, and
 - actuators (16) are provided at the second, operator end, with which the cutting device (14, 114) is brought from the insertion mode into the working mode.
2. A surgical cutting tool according to Claim 1, in which the cutting device (14) is formed by a wire;
3. A surgical cutting tool according to Claim 1, in which the cutting device (114) is formed by a flexible blade.
4. A surgical cutting tool according to Claim 2 or 3, in which the cutting device (14, 114) consists of refined steel (stainless), tungsten, [or] a tungsten alloy.
5. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (14, 114) can preferably be heated to a temperature between 1000°C and 1500°C.
6. A surgical cutting tool according to Claim 5, in which the cutting device (14, 114) can for heating be provided with electric power via at least one feed wire (18, 118) running in the casing shaft to the operator end, preferably from an automatically controllable high-frequency voltage source (19).
7. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which actuation transmitters (20, 120, 121) for shifting the cutting device (14, 114) from the insertion mode to the working mode run inside the casing shaft (10, 110).
8. A surgical cutting tool according to Claim 7, in which the actuation transmitters (20, 120, 121) have a wire mechanism.
9. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (14, 114) can be rotated around an axis parallel to the casing-shaft axis (X, X').
10. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (14, 114) is adjustable in its length and thus in the extended working mode in the radius of curvature (R, R').
11. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (114) has a cutting blade, which for extension into the working mode is equipped with a heatable bimetal.
12. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (114) has a cutting blade with a wavelike or sawtooth blade polish.
13. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (114) has a cutting blade and a cleaning device for the automatic cleaning of the cutting blade is included.
14. A surgical cutting tool according to Claim 13, in which the cleaning device has a sheathlike receptacle for the cutting blade.
15. A surgical cutting tool according to one of the previous claims, in which the cutting device (114) has a wire (115) extending along a cutting edge.
16. A surgical cutting tool according to Claim 15, in which the wire (115) can be moved in its longitudinal direction, preferably powered by a motor.

Includes 1 page of illustrations

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.